

PATENT  
32860-000573/US

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicants: Herbert BRUDER; Thomas FLOHR;  
and Rainer RAUPACH      Conf: Unknown

Application No.: NEW APPLICATION      Group: Unknown

Filed: June 27, 2003      Examiner: Unknown

For: HISTOGRAM-BASED IMAGE FILTERING IN COMPUTED  
TOMOGRAPHY

**PRIORITY LETTER**

June 27, 2003

Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

Dear Sirs:

Pursuant to the provisions of 35 U.S.C. 119, enclosed is/are a certified copy of the following priority document(s).

<u>Application No.</u>	<u>Date Filed</u>	<u>Country</u>
10229113.6	June 28, 2002	Germany

In support of Applicant's priority claim, please enter this document into the file.

Respectfully submitted,

HARNESS, DICKY, & PIERCE, P.L.C.

By   
Donald J. Daley, Reg. No. 34,313

P.O. Box 8910  
Reston, Virginia 20195  
(703) 668-8000



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:** 102 29 113.6

**Anmeldetag:** 28. Juni 2002

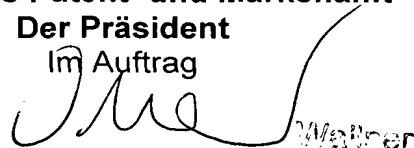
**Anmelder/Inhaber:** Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

**Bezeichnung:** Verfahren zur Grauwert-basierten Bildfilterung  
in der Computer-Tomographie

**IPC:** G 06 T 5/00

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 19. März 2003  
Deutsches Patent- und Markenamt  
Der Präsident  
Im Auftrag



Walther

## Beschreibung

Verfahren zur Grauwert-basierten Bildfilterung in der Computer-Tomographie

5

Mit modernen medizinischen Diagnoseverfahren, wie beispielsweise der Röntgen-Computertomographie (CT), können Bilddaten eines untersuchten Messobjektes gewonnen werden. In der Regel handelt es sich bei dem untersuchten Messobjekt um einen Patienten.

10

Die Röntgen-Computertomographie - im nachfolgenden kurz mit CT bezeichnet - ist ein spezielles Röntgen-Aufnahmeverfahren, dass sich im Bildaufbau grundsätzlich von dem klassischen Röntgen-Schichtaufnahmeverfahren unterscheidet. Bei CT-Aufnahmen erhält man Transversal-Schnittbilder, also Abbildungen von Körperschichten, die im wesentlichen senkrecht zur Körperachse orientiert sind. Die im Bild dargestellte gewebe-spezifische physikalische Größe ist die Verteilung des Schwächungswertes von Röntgenstrahlung  $\mu(x,y)$  in der Schnittebene. Das CT-Bild erhält man durch Rekonstruktion der vom verwendeten Meßsystem gelieferten eindimensionalen Projektionen der zweidimensionalen Verteilung von  $\mu(x,y)$  aus zahlreichen verschiedenen Blickwinkeln.

15

20

Die Projektionsdaten ermitteln sich aus der Intensität  $I$  eines Röntgenstrahls nach seinem Weg durch die abzubildende Schicht und seiner ursprünglichen Intensität  $I_0$  an der Röntgenquelle gemäß dem Absorptionsgesetz

30

$$\ln \frac{I}{I_0} = \int_L \mu(x,y) dl \quad (1)$$

Der Integrationsweg  $L$  repräsentiert die Bahn des betrachteten Röntgenstrahls durch die zweidimensionale Schwächungsverteilung  $\mu(x,y)$ . Eine Bildprojektion setzt sich dann aus den mit

35

den Röntgenstrahlen einer Blickrichtung gewonnenen Messwerten der Linienintegrale durch die Objektschicht zusammen.

Man erhält die aus verschiedensten Richtungen stammenden Projektionen - charakterisiert durch den Projektionswinkel  $\alpha$  - durch ein kombiniertes Röntgenröhren-Detektor-System, das in der Schichtebene um das Objekt rotiert. Die derzeit gebräuchlichsten Geräte sind sogenannte „Fächerstrahlgeräte“ bei denen Röhre und ein Array aus Detektoren (eine lineare Anordnung von Detektoren) in der Schichtebene gemeinsam um ein Drehzentrum, welches auch Mitte des kreisförmigen Messfeldes ist, rotieren. Die mit sehr langen Messzeiten behafteten „Parallelstrahlgeräte“ werden hier nicht erläutert. Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass eine Transformation von Fächer- auf Parallelprojektionen und umgekehrt möglich ist, so dass die vorliegende Erfindung, die anhand eines Fächerstrahlgerätes erklärt werden soll, ohne Einschränkung auch für Parallelstrahlgeräte anwendbar ist.

Bei Fächerstrahlgeometrie besteht eine CT-Aufnahme aus Linienintegralmesswerten  $-\ln(I/I_0)$  eintreffender Strahlen, die durch eine zweidimensionale Verknüpfung des Projektionswinkels  $\alpha \in [0, 2\pi)$  und den die Detektorpositionen definierenden Fächerwinkeln  $\beta \in [-\beta_0, \beta_0]$  ( $\beta_0$  ist der halbe Fächeröffnungswinkel) charakterisiert sind. Da das Meßsystem nur über eine endliche Anzahl  $k$  von Detektorelementen verfügt und eine Messung aus einer endlichen Anzahl  $y$  von Projektionen besteht ist diese Verknüpfung diskret und kann durch eine Matrix dargestellt werden:

$$\tilde{p}(\alpha_y, \beta_k): [0, 2\pi) \times [-\beta_0, \beta_0] \quad (2)$$

bzw.

$$\tilde{p}(y, k): (1, 2, \dots, N_P) \times (1, 2, \dots, N_S) \quad (3)$$

Die Matrix  $\tilde{p}(y, k)$  heißt Sinogramm für Fächerstrahlgeometrie.

Die Projektionszahl  $y$  und die Kanalzahl  $k$  liegen in der Größenordnung von 1000.

Bildet man gemäß Gleichung (1) die Logarithmen, so erhält man  
5 also die Linienintegrale sämtlicher Projektionen

$$p(\alpha; \beta) = \ln \frac{I}{I_0} = - \int_L \mu(x, y) dl \quad (2)$$

deren Gesamtheit auch als die Radon-Transformierte der Verteilung  $\mu(x, y)$  bezeichnet wird. Eine solche Radon-Transformation ist umkehrbar,  $\mu(x, y)$  demnach aus  $p(\alpha, \beta)$  durch Rücktransformation (inverse Radontransformation) errechenbar. Bei dieser Rücktransformation wird üblicherweise ein Faltungs-Algorithmus angewendet, bei dem die Linienintegrale je  
10 Projektion zunächst mit einer speziellen Funktion gefaltet und dann längs der ursprünglichen Strahlrichtungen auf die Bildebene rückprojiziert werden. Diese spezielle Funktion, durch die der Faltungs-Algorithmus im wesentlichen charakterisiert ist, wird als "Faltungskern" bezeichnet. Durch die  
15 mathematische Gestalt des Faltungskerns besteht die Möglichkeit, die Bildqualität bei der Rekonstruktion eines CT-Bildes aus den CT-Rohdaten gezielt zu beeinflussen. Beispielsweise können durch einen entsprechenden Faltungskern hohe Frequenzen betont werden, um die Ortsauflösung im Bild zu erhöhen,  
20 oder durch einen entsprechend anders gearteten Faltungskern hohe Frequenzen zur Reduktion des Bildrauschens gedämpft werden. Zusammengefasst kann also gesagt werden, dass bei der Bildrekonstruktion in der Computertomographie durch Wahl eines geeigneten Faltungskernes die Bildcharakteristik, die  
25 durch Bildschärfe/Bildkontrast und Bildrauschen (beide verhalten sich zueinander komplementär) charakterisiert ist, beeinflusst werden kann.  
30

Auf das Prinzip der Bildrekonstruktion in der CT durch Berechnung der  $\mu$ -Wert-Verteilung soll nun nicht weiter eingegangen werden. Eine ausführliche Beschreibung der CT-  
35

Bildrekonstruktion ist beispielsweise in „Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik“, 3. Auflage, München: Publicis MCD Verlag, 1995, Hrsg.: Morneburg Heinz, ISBN 3-89578-002-2, dargestellt.

5

Allerdings ist mit der Berechnung der  $\mu$ -Wert-Verteilung der durchstrahlten Schicht die Aufgabe der Bildrekonstruktion noch nicht abgeschlossen. Die Verteilung des Schwächungskoeffizienten  $\mu$  repräsentiert im medizinischen Anwendungsbereich nur eine anatomische Struktur, welche noch in der Form eines Röntgenbildes dargestellt werden muss.

10

Nach einem Vorschlag von G.N.Hounsfield ist es allgemein üblich geworden, die Werte des linearen Schwächungskoeffizienten  $\mu$  (der die Maßeinheit  $\text{cm}^{-1}$  hat) auf eine dimensionslose Skala zu transformieren, in der Wasser den Wert 0 und Luft den Wert -1000 erhält. Die Umrechnungsformel auf diese „CT-Zahl“ lautet:

15

20

$$CT-Zahl = \frac{\mu - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} 1000 \quad (4)$$

Die Einheit der CT-Zahl heißt „Hounsfield-Unit“ (HU). Diese als „Hounsfield-Skala“ bezeichnete Skala ist sehr gut zur Darstellung anatomischen Gewebes geeignet, da die Einheit HU die Abweichung in Promille von  $\mu_{\text{Wasser}}$  ausdrückt und die  $\mu$ -Werte der meisten körpereigenen Substanzen sich nur wenig vom  $\mu$ -Wert des Wassers unterscheiden. Aus dem Zahlenbereich (von -1000 für Luft bis ca. 3000) werden nur ganze Zahlen als Träger der Bildinformation verwendet.

25

30

Allerdings würde die Darstellung des gesamten Skalenbereiches von etwa 4000 Werten das Unterscheidungsvermögen des menschlichen Auges bei weitem übersteigen. Zudem interessiert den Betrachter oft nur ein kleiner Ausschnitt des Schwächungswertebereiches, z.B. die Differenzierung von grauer und weißer Gehirnssubstanz, die sich nur um etwa 10 HU unterscheiden.

35

Aus diesem Grunde benutzt man die sogenannte Bildfensterung (engl.: Windowing). Dabei wird nur ein Teil der CT-Werteskala ausgewählt und über alle verfügbaren Graustufen gespreizt. Auch kleine Schwächungsunterschiede innerhalb des gewählten Fensters werden so zu wahrnehmbaren Grautonunterschieden, während alle CT-Werte unterhalb des Fensters schwarz und alle CT-Werte oberhalb des Fensters weiß dargestellt sind. Das Bildfenster kann sowohl in seinem Zentralniveau als auch in seiner Weite beliebig variiert werden.

10

Nun ist es in der Computer-Tomographie von Interesse bei bestimmten Aufnahmen organspezifische Einstellungen der Bildcharakteristik sowie u.U. ein organspezifisches Windowing vorzunehmen. Beispielsweise bei Transversal-Schnittbildern durch den Brustraum - in welchen gleichzeitig Herz, Lunge, Wirbelsäule aufgenommen werden - führt eine organspezifische Optimierung der Bilddarstellung zu einer weitaus besseren Übersicht und erleichtert dem Anwender die Interpretation der CT-Aufnahme.

20

Eine derart optimierte Aufnahme erfolgt nach dem Stand der Technik dadurch, dass nach Aufnahme der betreffenden Schicht durch Benutzung unterschiedlicher Faltungskerne bei der Bildrekonstruktion aus den Rohdaten eine Serie von Bildern erzeugt wird die sich jeweils durch unterschiedliche Bildcharakteristik (Kontrast, Rauschen) voneinander unterscheiden. Der Anwender entscheidet dann in welchem Bild das jeweilige Organ entsprechend der diagnostischen Anforderung optimal dargestellt ist. In den ausgewählten Bildern muss der Anwender das jeweilige Organ segmentieren - in anderen Worten: "Markieren" und "Ausschneiden" - und in das endgültige Endbild einfügen. Zum Segmentieren stehen dem Anwender sogenannte Segmentier-Algorithmen zur Verfügung. Diese funktionieren zumeist derart, dass innerhalb des zu segmentierenden Organs durch den Anwender ein Startpunkt gesetzt wird von dem aus nach unterschiedlichen Gesichtspunkten der Rand des Organs ermittelt wird. Der Algorithmus handelt sich an der Organ-

35

grenze entlang bis das ganze Organ abgetastet ist und somit ausgeschnitten und in das End-Bild eingefügt werden kann.

Das Vorgehen bei einer derartigen Segmentierung nach dem

- 5 Stand der Technik ist sehr zeitaufwendig, da der Anwender die ganze Bildserie analysieren muss. Zum andern darf beim Ausschneiden und Einfügen des segmentierten Organs im Übergangsbereich (Randbereich des Organs) keine Bildinformation verloren gehen, was bei derzeitigen Segmentier-Algorithmen - die  
10 zudem (was Entwicklung und Rechenleistung betrifft) ausgesprochen aufwendig sind - nicht garantiert wird.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, eine Technik zur Verbesserung einer organspezifischen Bild-Optimierung  
15 vorzuschlagen.

Erfindungsgemäß wird also ein Verfahren zur organspezifischen Bildoptimierung in der Computer-Tomographie vorgeschlagen welches folgende Schritte aufweist:

20

- Aufnehmen einer Körperschicht mit einem CT-Gerät,
- Berechnen der HU-Werte (Grau-Werte) dieser Schicht,
- Darstellen der HU-Werte-Häufigkeitsverteilung dieser Schicht in einem Histogramm,
- 25 - Unterteilen des Histogramms in verschiedene (organspezifische) HU-Bereiche,
- Zuordnen von Bildfiltern unterschiedlicher Filterbreite zu den verschiedenen HU-Bereichen,
- Filtern der zu dem jeweiligen HU-Bereich zugehörigen Bild-  
30 pixel mit dem entsprechendem Bildfilter.

Dabei erfolgt das Zuordnen erfindungsgemäß durch eine HU-abhängige Transferfunktion.

- 35 In einer vorteilhaften Ausführung der Erfindung wird zur Darstellung des Histogrammes ein vorgefiltertes Bild herangezogen welches zuvor aus dem CT-Bild erzeugt wurde.



Dieses vorgefilterte Bild ist entweder durch einen scharfen Bildkontrast oder durch ein geringes Bildrauschen ausgezeichnet.

5

Genauso kann es aber auch vorteilhaft sein aus dem erstellten CT-Bild zwei vorgefilterte Bilder zu erzeugen, welche zur Darstellung des Histogrammes herangezogen werden, wobei eines der Bilder durch scharfen Kontrast und das andere Bild durch geringes Bildrauschen gekennzeichnet ist.

10

Dabei werden erfindungsgemäß das oder die vorgefilterten Bilder bei der Bildrekonstruktion entweder durch einen entsprechenden Faltungskern, durch ein zweidimensionales separierbares Bildfilter oder durch jeweils zwei eindimensionale Bildfilter erzeugt.

15

Bei der Verwendung zweier unterschiedlich vorgefilterter Bilder wird erfindungsgemäß ein optimiertes CT-Bild dadurch erzeugt, dass beide vorgefilterten Bilder mittels einer HU-abhängigen Transferfunktion lokal gemischt werden.

20

In einer weiteren Ausführung der Erfindung werden die unterschiedlich gefilterten HU-Bereiche vorteilhafter Weise in unterschiedlicher Fensterung dargestellt.

25

Des weiteren wird gemäß der vorliegenden Erfindung ein Computer-Tomographiegerät beansprucht, welches zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 10 geeignet ist und einen Computer aufweist, der die einzelnen Schritte des erfindungsgemäßen Verfahrens durchführt.

30

Ferner wird ein Computersoftware-Produkt beansprucht, welches ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10 implementiert, wenn es auf einer mit einem Computer-Tomographiegerät verbundenen Recheneinrichtung läuft.

35

Weitere Merkmale, Eigenschaften und Vorteile der vorliegenden Erfindung werden nunmehr anhand von Ausführungsbeispielen und unter Bezugnahme auf die begleitenden Figuren der Zeichnungen erläutert.

5

Figur 1 zeigt schematisch eine CT-Apparatur für ein Fächerstrahlverfahren gemäß der vorliegenden Erfindung,

10

Figur 2 zeigt eine Hounsfield-Skala in der die Hounsfield-Einheiten (HE) unterschiedlicher Organe des menschlichen Körpers angegeben sind,

Figur 3 zeigt eine Fensterung (Windowing) bei der Darstellung von CT-Bildern,

15

Figur 4 zeigt ein Histogramm der HU-Werte im Thoraxbereich,

20

Figur 5 zeigt eine Zuordnung unterschiedlicher diskreter Filterfunktionen (Transferfunktionen) zu unterschiedlichem anatomischen Gewebe,

Figur 6 zeigt den Verlauf einer kontinuierlichen Transferfunktion durch die CT-Bilder weicher und scharfer Bildcharakteristik ( $I_{\text{sharp}}$  und  $I_{\text{smooth}}$ ) gemischt werden,

25

Figur 7 zeigt wie ein zweidimensionaler separierbarer Bildfilter durch zwei eindimensionale Bildfilter ersetzt werden kann.

30

In Figur 1 ist schematisch ein Computer-Tomographiegerät für ein Fächerstrahlverfahren dargestellt das gemäß der vorliegenden Erfindung arbeitet. Bei diesem Gerät rotieren Röntgen-Röhre 1 und Strahlenempfänger 2 (Detektoren) gemeinsam um eine Drehmitte, die auch Mitte des kreisförmigen Messfeldes 5 ist, und in der sich der zu untersuchende Patient 3 auf einer Patientenliege 4 befindet. Um verschiedene parallele Ebenen des Patienten 3 untersuchen zu können, kann die Patientenliege

35

ge entlang der Körperlängsachse verschoben werden. Wie man aus der Zeichnung erkennen kann, ergeben sich bei CT-Aufnahmen Transversalschnittbilder, also Abbildungen von Körperschichten, die im wesentlichen senkrecht zur Körperachse orientiert sind. Diese Schichtdarstellungsmethode stellt die Verteilung des Schwächungswertes  $\mu_z(x,y)$  selbst dar ( $z$  ist die Position auf der Körperlängsachse). Die Computertomographie (im folgenden CT genannt) benötigt Projektionen unter sehr vielen Winkeln  $\alpha$ . Zur Erzeugung einer Schichtaufnahme wird der von der Röntgenröhre 1 emittierte Strahlenkegel so ausgeblendet, dass ein ebener Strahlenfächer entsteht, der eindimensionale Zentralprojektionen der durchstrahlten Schicht entwirft. Zur exakten Rekonstruktion der Verteilung der Schwächungswerte  $\mu_z(x,y)$  muss dieser Strahlenfächer senkrecht auf der Drehachse stehen und außerdem so weit gespreizt sein, dass er aus jeder Projektionsrichtung  $\alpha$  die anvisierte Schicht des Messobjektes vollständig überdeckt. Dieser das Objekt durchdringende Strahlenfächer wird von Detektoren die auf einem Kreissegment linear angeordnet sind aufgefangen. Bei handelsüblichen Geräten sind dies bis zu 1000 Detektoren. Der einzelne Detektor reagiert auf die eintreffenden Strahlen mit elektrischen Signalen, deren Amplitude proportional zur Intensität dieser Strahlen ist.

Jedes einzelne zu einer Projektion  $\alpha$  gehörige Detektorsignal wird jeweils von einer Messelektronik 7 aufgenommen und an einen Computer 8 weitergeleitet. Mit dem Computer 8 lassen sich die gemessenen Daten nun in geeigneter Weise verarbeiten und zunächst in Form eines Sinogramms (in dem die Projektion  $\alpha$  als Funktion der Messwerte des entsprechenden Kanals  $\beta$  aufgetragen wird) in sogenannten Gordon-Einheiten, schließlich aber in Form eines natürlichen Röntgenbildes in Hounsfield-Einheiten an einem Monitor 6 visualisieren.

Ziel der vorliegenden Erfindung ist es, durch ein geeignetes Verfahren, das letztlich im Computer 8 implementiert und durchgeführt werden soll, auf einfache und schnelle Weise ein

CT-Bild zu konstruieren in dem die unterschiedlichen anatomischen Gewebstypen mit unterschiedlicher Bildcharakteristik (Bildschärfe und Bildrauschen) dargestellt sind und somit ein organspezifisch optimiertes CT-Bild erhalten wird.

5

Die vorliegende Erfindung macht sich die Tatsache zunutze, dass die CT-Werte (HU-Werte) je nach Organ in der Hounsfield-Skala unterschiedliche Bereiche belegen.

10 Die Hounsfield-Skala ist in Figur 2 dargestellt. Die CT-Werte der einzelnen Organe nehmen weitgehend unabhängig vom verwendeten Röntgenspektrum spezifische Bereiche ein. So weisen Lungengewebe und Fett wegen ihrer niedrigen Dichte und der dadurch bedingten niedrigen Schwächung negative CT-Werte im  
15 Bereich von -950 bis -550 bzw. -100 bis -80 auf. Die meisten anderen Gewebe liegen im positiven Bereich (Niere: 20-40, Herz: 40-100, Blut: 50-60, Leber: 50-70). Knochengewebe besitzt wegen der hohen Ordnungszahl von Kalzium und damit der höheren Schwächung CT-Werte bis zu 2000 HU.

20

Für herkömmliche CT-Geräte stehen zur Darstellung der gesamten Hounsfield-Skala 4096 ( $=2^{12}$ ) unterschiedliche Grauwerte zur Verfügung. Vom Betrachter können jedoch nur maximal 60 bis 80 Graustufen unterschieden werden. Aus diesem Grund wird  
25 bei der CT-Bildgebung - wie bereits erwähnt - eine Fensterung (engl.: Windowing) vorgenommen in dem einem interessierenden HU-Intervall die gesamte Grauwerteskala zugeordnet wird. In Figur 3 ist dies beispielsweise für den Bereich kompakter Knochensubstanz dargestellt. Interaktiv wird vom Anwender das  
30 Fenster durch Zentrum (Fensterlage C) und Weite (Fensterbreite W) z.B. per Maus oder Drehknopf festgelegt. Im Beispiel der Figur 3 liegt das Zentrum bei  $C=2000$ , die Fensterbreite bei  $W=400$ . Dabei sind dem Fenster zwischen weiß und schwarz 10 Graustufen zugeteilt.

35

Der erfinderische Gedanke besteht nun darin, ein CT-Bild organspezifisch auf Basis der CT-Werte in der HU-Skala und

durch entsprechende Fensterung zu optimieren. Erfindungsgemäß wird vorgeschlagen, zunächst die CT-Werte (HU-Werte) des Bildes einer aufgenommenen Schicht in einem Histogramm darzustellen. Ein solches Histogramm ist beispielhaft für den Thoraxbereich in Figur 4 dargestellt. Einzelne HU-Bereiche des Histogramms (A,B,C,D,E,F) korrelieren mit spezifischen Organstrukturen - oder anders ausgedrückt: Segment-Abschnitte (A,B,C,D,E,F) der HU-Verteilungskurve 9 sind eindeutig einem Organ bzw. einer Gewebsstruktur zugeordnet. Im Falle des Histogrammes der Figur 4 korreliert der HU-Bereich A beispielsweise mit Lungengewebe, der Bereich B mit Fettgewebe, C mit eingelagertem Wasser, D mit Blut (z.B. Aorta), E mit Lebergewebe und F mit Herzgewebe.

Um eine organspezifische Einstellung der Bildcharakteristik (Bildrauschen und Bildschärfe) vornehmen zu können wird im einfachsten Fall der erfindungsgemäßen Ausführung jedem organspezifischen Kurvenabschnitt  $HU(x,y)$  eine eigene Transferfunktion  $\lambda(HU(x,y))$  zugeordnet.  $\lambda$  kann als Filterfunktion aufgefasst werden mit der sämtliche Bildpixel  $I(x,y)$  des jeweiligen HU-Bereiches gefiltert werden. Mathematisch lässt sich dies folgendermaßen darstellen:

$$I(\lambda(HU(x,y))) = \lambda(HU(x,y)) \cdot I(x,y)$$

Im einfachsten Fall ist  $\lambda$  eine konstante Funktion die für jeden organspezifischen HU-Bereich einen speziellen Wert hat. Dieser spezielle Wert ist vom Anwender unter Berücksichtigung der erwünschten Bildcharakteristik des entsprechenden Organs festzulegen. Dies führt dazu, dass im CT-Bild die Pixelbereiche die zu entsprechenden organspezifischen Grauwertzonen gehören unterschiedlich gefiltert bzw. manipuliert werden.

Figur 5 stellt vereinfacht ein aus den Rohdaten rekonstruiertes CT-Bild 10 dar, in dem die organspezifischen Grauwertzonen, die den Histogramm-Abschnitten aus Figur 4 zugehören, eingekreist sind. Wie man am HU-Bereich A sieht, müssen die

Grauwertzonen nicht unbedingt zusammenhängen. Im Beispiel der Figuren 4 und 5 werden die organspezifischen Bereiche A,B,C,D,E,F HU-basiert gefiltert.

- 5 Diese HU-basierte Filterung lässt sich mathematisch folgendermaßen beschreiben:

$$\begin{aligned} I(\lambda_1) &= \lambda_1 \cdot I(HU(x,y)), & HU \in A \\ I(\lambda_2) &= \lambda_2 \cdot I(HU(x,y)), & HU \in B \\ &\dots \\ I(\lambda_k) &= \lambda_k \cdot I(HU(x,y)), & HU \in F \end{aligned}$$

Erfindungsgemäß wird jede Transferfunktion  $\lambda_i$  so gewählt, dass das entsprechende Organ bzw. Gewebe i in der gewünschten optimalen Bildcharakteristik erscheint.

Nach einer Bildfilterung gemäß obiger Vorgehensweise werden in einem weiteren Schritt der Erfindung die unterschiedlichen HU-Bereiche in unterschiedlicher Fensterung (Windowing) dargestellt. Dabei wird als Zentrum des Fensters der mittlere HU-Wert der interessierenden Struktur i gewählt. Die Fensterbreite richtet sich nach den Schwächungsdifferenzen der jeweiligen Struktur: Für die Darstellung sehr kleiner Schwächungsunterschiede, wie z.B. bei Hirngewebe, wird ein enges Fenster, bei großen Schwächungsunterschieden, wie z.B. bei Lungengewebe, wird ein weites Fenster gewählt.

Der Vorteil des erfindungsgemäßen Verfahrens ist anhand Figur 5 deutlich zu sehen: Nach dem Verfahren im Stand der Technik müssen hinsichtlich der Bildcharakteristik eine Vielzahl von CT-Bildern 10 erzeugt, von Hand selektiert und in den ausgewählten CT-Bildern dann die entsprechenden Organstrukturen segmentiert und in das endgültige Bild eingefügt werden. In der vorliegenden Erfindung vermittelt das automatisch erstellte Histogramm der Bilddaten die Beziehung zwischen der Organstruktur i und den zugeordneten Bildelementen (Pixeln:

$x, y$ ). Es muss lediglich die jeweilige Transferfunktion  $\lambda_i$  vom Anwender vorgegeben werden.

Unter Umständen ist es wünschenswert das Histogramm erst nach einer zuvor durchgeführten Manipulation des rekonstruierten CT-Bildes in Form einer Bildfilterung zu erstellen. Beispielsweise gelingt es nach einer Glättung des CT-Bildes Gefäße im Lungenparenchym mit der gleichen Schärfe wie das Lungenparenchym selbst darzustellen (Ein Parenchym ist der Zellenverband eines Organs der dessen Funktion bestimmt). Wird das CT-Bild einer Lungenaufnahme hinreichend stark geglättet, so kann die gesamte Lunge einschließlich deren (Lungenfremden) Gefäßstrukturen in einem zusammenhängenden Intervall des Histogrammes abgebildet werden. Ein derart geglättetes Ausgangsbild wird im folgenden als  $I_{\text{weich}}$  (engl.:  $I_{\text{smooth}}$ ) bezeichnet. Genauso aber kann es sein, dass zur Histogramm-Erstellung ein kontrastreiches Ausgangsbild  $I_{\text{scharf}}$  (engl.:  $I_{\text{sharp}}$ ) erforderlich ist um beispielsweise außerorganisches Gewebe mit ebenso hoher Schärfe darzustellen.

Die jeweilige HU-basierte Bildfilterung lässt sich in diesen beiden Fällen folgendermaßen darstellen:

$$I(\lambda_i) = \lambda_i \cdot I_{\text{weich}}(HU(x, y)), \quad HU \in i$$

bzw.

$$I(\lambda_i) = \lambda_i \cdot I_{\text{scharf}}(HU(x, y)), \quad HU \in i$$

In einer weiteren Ausführung der Erfindung ist die Transferfunktion  $\lambda$ , mit der die organspezifischen Histogrammbereiche gefiltert werden, nicht diskret, sondern hat - wie beispielsweise in Figur 6 dargestellt - einen kontinuierlichen Verlauf über den gesamten Histogrammbereich. Der Verlauf wird vom Anwender für jede zu messende Körperschicht festgelegt. Der Betrag von  $\lambda$  bewegt sich in einem Intervall zwischen 0 und 1.

Eine derartige HU-basierte kontinuierliche Bildfilterung lässt sich mathematisch als eine Mischung zweier extremaler CT-Ausgangsbilder  $I_{\text{weich}}$  und  $I_{\text{scharf}}$  beschreiben:

$$I(\lambda(HU(x,y))) = \lambda(HU(x,y)) \cdot I_{\text{scharf}}(x,y) + (1 - \lambda(HU(x,y))) \cdot I_{\text{weich}}(x,y)$$

Die Erzeugung von CT-Ausgangsbildern  $I_{\text{scharf}}$  bzw.  $I_{\text{weich}}$ , also  
5 von CT-Bildern mit extrem scharfer bzw. extrem weicher Bild-  
charakteristik, lässt sich auf unterschiedliche Weise reali-  
sieren. Bereits bei der Rekonstruktion des Bildes aus den CT-  
Rohdaten - beispielsweise durch Fouriertransformation - ist  
es möglich die Bildcharakteristik vor der Rücktransformation  
10 durch Wahl eines entsprechenden Faltungskerns (bzw. dessen  
Fouriertransformierte) zu beeinflussen. Ein scharfer kanten-  
betonender Faltungskern liefert ein kontrastreiches Ausgangs-  
bild  $I_{\text{scharf}}$  bei entsprechend hohem Bildrauschen während ein  
weicher glättender Faltungskern zwar die Ortsauflösung redu-  
15 ziert jedoch ein rauscharmes Bild  $I_{\text{weich}}$  erzeugt.

Eine andere Möglichkeit besteht darin, die durch eine CT-  
Faltungskern hervorgerufene Bildcharakteristik durch einen  
zweidimensionalen separierbaren Bildfilter retrospektiv aus  
20 dem bereits rekonstruierten CT-Ausgangsbild einzustellen.  
Noch einfacher ist es einen zweidimensionalen separierbaren  
Bildfilter durch zwei eindimensionale Bildfilter zu ersetzen.

Wie in Figur 7 dargestellt ist werden bei einem zweidimensio-  
25 nalen separierbaren Bildfilter mit einer 1-Pixelbreite zur  
Filterung eines Pixels insgesamt 9 Pixel miteinbezogen. Wird  
der zweidimensionale separierbare Bildfilter gemäß Figur 7  
durch zwei eindimensionale Bildfilter mit jeweils einer 1-  
Pixelbreite ersetzt, so werden bei der Filterung pro Pixel in  
30 jeder Dimension nur 3 Pixel, insgesamt also 6 Pixel, mitein-  
bezogen.

Letztendlich bedeutet eine retrospektive Manipulation des CT-  
Bildes mit zwei eindimensionalen Bildfiltern zum einen eine  
35 deutliche Reduzierung der Rechenzeit. Zum andern macht ein  
Filtern des rekonstruierten Bildes das Speichern der Rohdaten  
überflüssig.



Das Verfahren bzw. die Technik um die durch einen CT-Faltungskern hervorgerufene Bildcharakteristik durch einen zweidimensionalen separierbaren bzw. durch zwei eindimensionale Bildfilter einzustellen ist in T.Flohr, S.Schaller, 5 A.Stadtler, et al., "Fast image filters as an alternative to reconstruction kernels in Computed Tomography", Proceedings of SPIE, Vol.4322 (2001), pp 924-933 ausführlich dargestellt.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur organspezifischen Bildoptimierung in der Computer-Tomographie aufweisend die folgenden Schritte :

5

- Aufnehmen einer Körperschicht mit einem CT-Gerät,
- Erstellen eines CT-Bildes dieser Schicht durch Berechnen der HU-Werte (Grau-Werte) dieser Schicht,
- Erstellen einer HU-Werte-Häufigkeitsverteilung des CT-Bildes dieser Schicht in einem Histogramm,
- Unterteilen des Histogramms in verschiedene organspezifische HU-Bereiche,
- Zuordnen von Bildfiltern unterschiedlicher Filterbreite zu den verschiedenen HU-Bereichen,
- Filtern der zu dem jeweiligen HU-Bereich zugehörigen Bildpixel mit dem entsprechenden Bildfilter.

10

15

2. Verfahren nach Anspruch 1,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass das Zuordnen durch eine HU-abhängige Transferfunktion erfolgt.

20

3. Verfahren nach Anspruch 1 bis 2,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass aus dem erstellten CT-Bild ein vorgefiltertes Bild erzeugt wird welches zur Darstellung des Histogrammes herangezogen wird.

25

4. Verfahren nach Anspruch 1 bis 2,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass das vorgefilterte Bild durch einen scharfen Bildkontrast ausgezeichnet ist.

30

5. Verfahren nach Anspruch 1 bis 2,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass das vorgefilterte Bild durch ein geringes Bildrauschen ausgezeichnet ist.

35

6. Verfahren nach Anspruch 1 bis 3,  
dadurch gekennzeichnet, dass aus  
dem erstellten CT-Bild zwei vorgefilterte Bilder erzeugt wer-  
den welche zur Darstellung des Histogrammes herangezogen wer-  
5 den, wobei eines der Bilder durch scharfen Kontrast und das  
andere Bild durch geringes Bildrauschen gekennzeichnet ist.

7. Verfahren nach Anspruch 1 bis 6,  
dadurch gekennzeichnet, dass das  
10 oder die vorgefilterten Bilder bei der Bildrekonstruktion  
durch einen entsprechenden Faltungskern erzeugt werden.

8. Verfahren nach Anspruch 1 bis 6,  
dadurch gekennzeichnet, dass das  
15 oder die vorgefilterten Bilder bei der Bildrekonstruktion  
durch ein zweidimensionales separierbares Bildfilter erzeugt  
werden.

9. Verfahren nach Anspruch 1 bis 6,  
20 dadurch gekennzeichnet, dass das  
oder die vorgefilterten Bilder bei der Bildrekonstruktion  
durch jeweils zwei eindimensionale Bildfilter erzeugt werden.

10. Verfahren nach Anspruch 1 bis 6,  
25 dadurch gekennzeichnet, dass aus  
den zwei unterschiedlich vorgefilterten Bildern ein optimier-  
tes CT-Bild erzeugt wird, indem beide vorgefilterten Bilder  
mittels einer HU-abhängigen Transferfunktion lokal gemischt  
werden.

30 11. Verfahren nach Anspruch 1 bis 10,  
dadurch gekennzeichnet, dass die  
unterschiedlich gefilterten HU-Bereiche in unterschiedlicher  
Fensterung dargestellt werden.

12. Computer-Tomographiegerät zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 10, mit einem Computer, der die einzelnen Schritte der Signalverarbeitung durchführt.

- 5 13. Computersoftware-Produkt,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass es  
ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10 implemen-  
tiert, wenn es auf einer mit einem Computer-Tomographiegerät  
verbundenen Recheneinrichtung läuft.

## Zusammenfassung

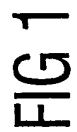
## Verfahren zur Grauwert-basierten Bildfilterung in der Computer-Tomographie

5

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren zur organspezifischen Bildoptimierung in der Computer-Tomographie aufweisend die folgenden Schritte :

- 10 - Aufnehmen einer Körperschicht mit einem CT-Gerät,
- Erstellen eines CT-Bildes dieser Schicht durch Berechnen der HU-Werte (Grau-Werte) dieser Schicht,
- Erstellen einer HU-Werte-Häufigkeitsverteilung des CT-Bildes dieser Schicht in einem Histogramm,
- 15 - Unterteilen des Histogramms in verschiedene organspezifische HU-Bereiche,
- Zuordnen von Bildfiltern unterschiedlicher Filterbreite zu den verschiedenen HU-Bereichen,
- Filtern der zu dem jeweiligen HU-Bereich zugehörigen Bild-
- 20 pixel mit dem entsprechendem Bildfilter.

Fig. 4



2002 01317

214

FIG 2

Hounsfield-  
Einheiten HU

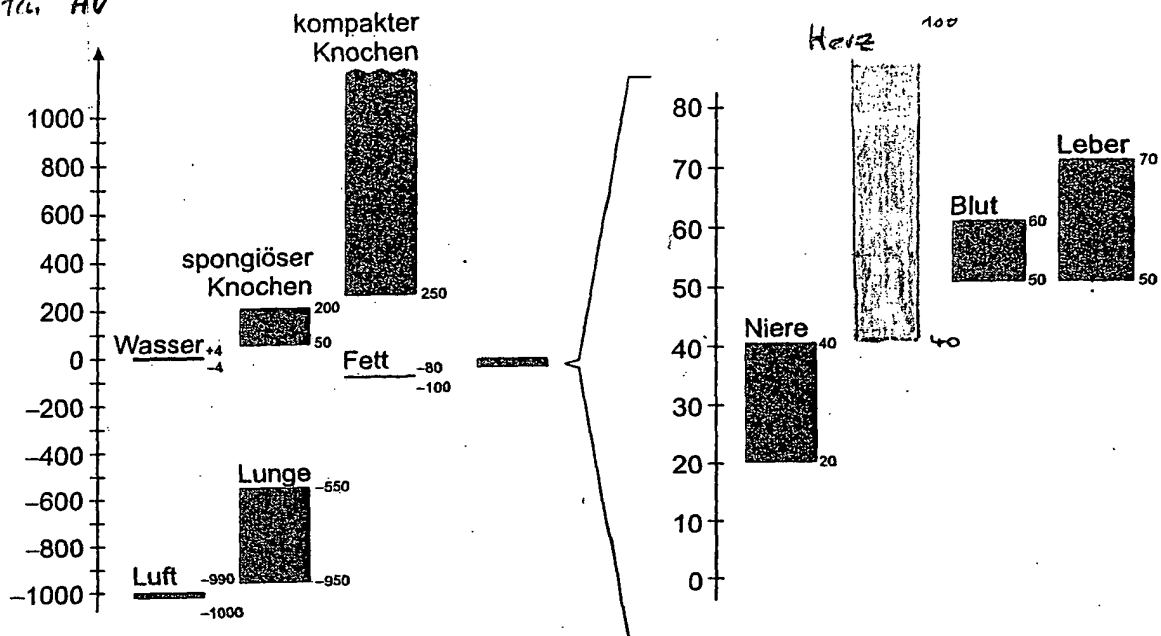
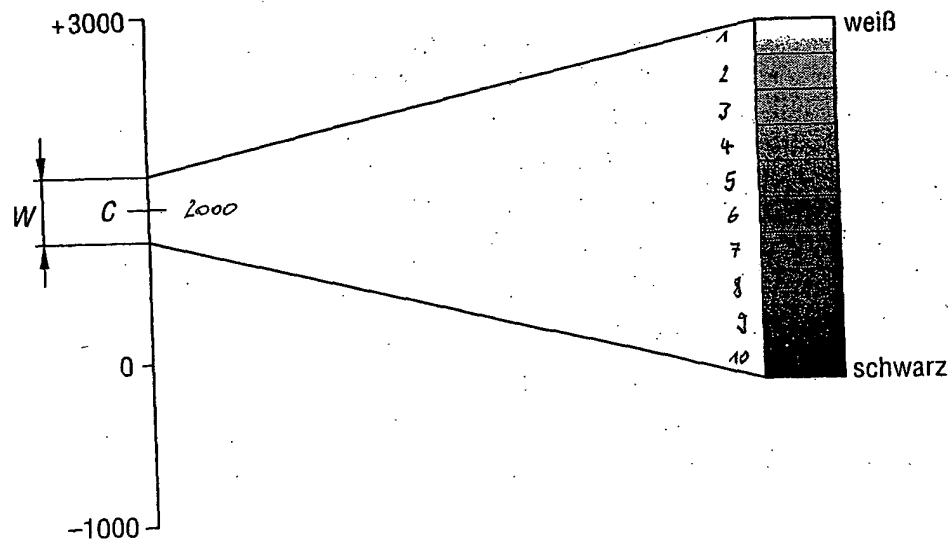


FIG 3

Hounsfield-  
Einheiten HU

Grauwert-  
darstellung



C Fensterlage  
W Fensterbreite

2002.04317

314

FIG 4

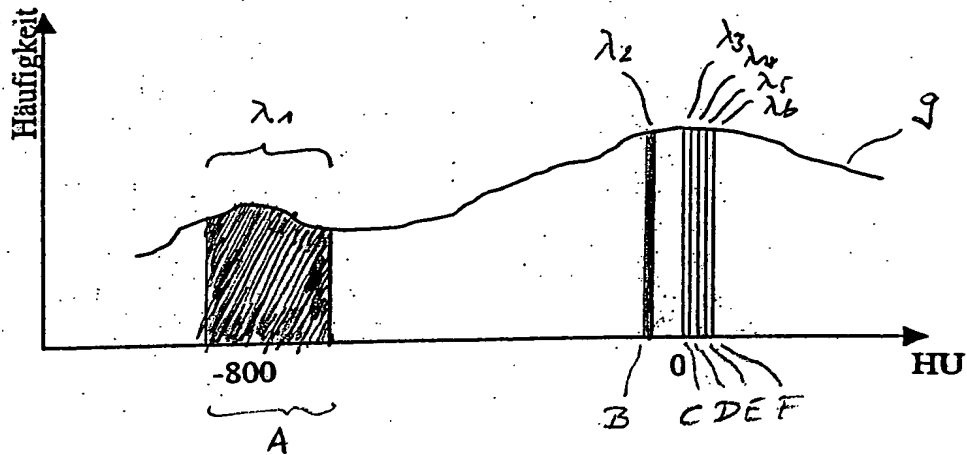


FIG 5

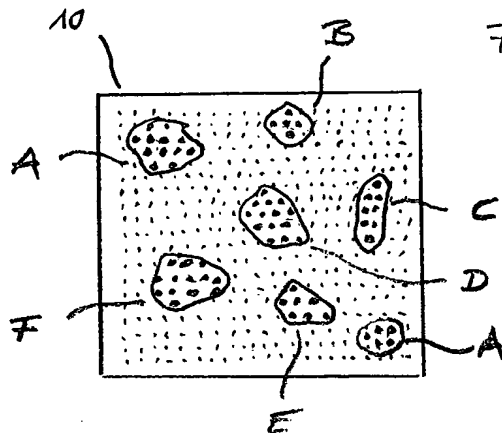
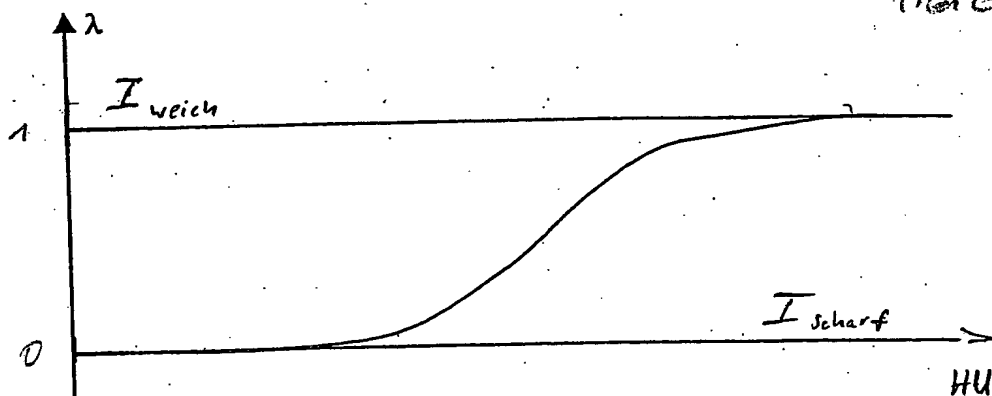


FIG 6



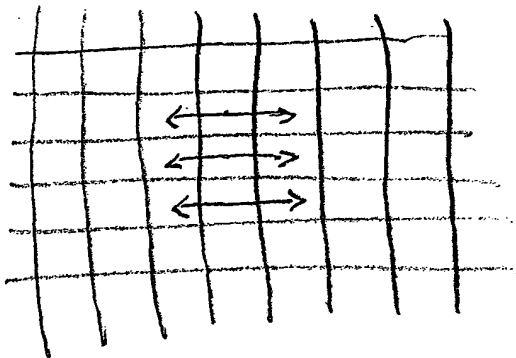
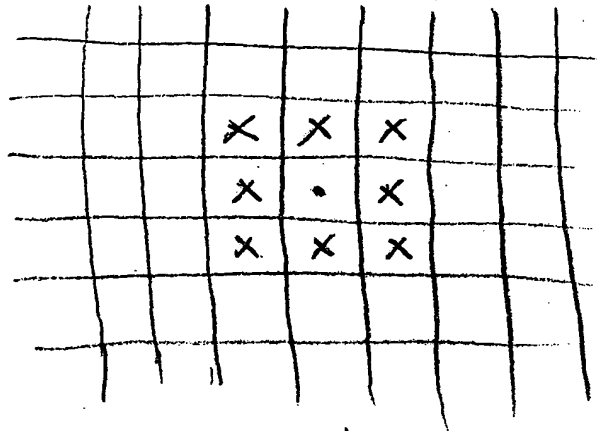


200201317

4/4

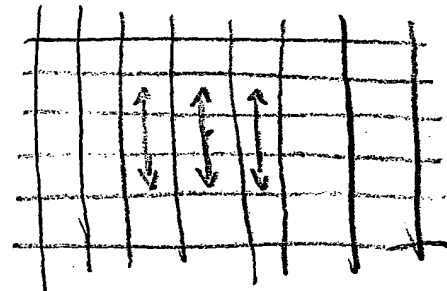
2D - FILTER  
1 - PIXEL - BREITE

FIG 7



1D - FILTER

+



1D - FILTER



1 - PIXEL - BREITE